

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-316830

(43)Date of publication of application : 21.11.2000

(51)Int.Cl.

A61B 5/055

G01B 7/28

G01R 33/54

(21)Application number : 11-129290

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

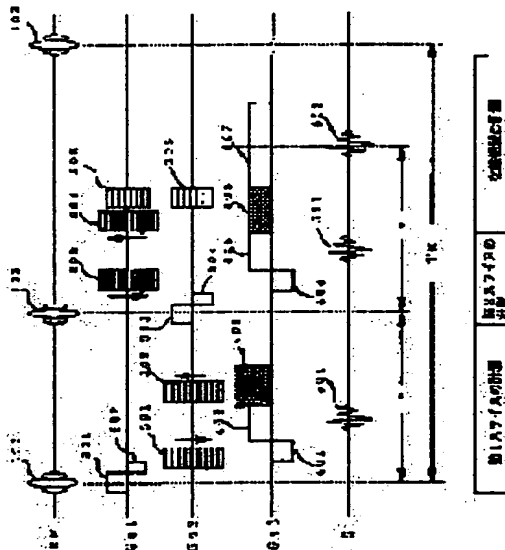
(22)Date of filing : 10.05.1999

(72)Inventor : WATABE SHIGERU

(54) MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHOD AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE USING THE SAME**(57)Abstract:**

PROBLEM TO BE SOLVED: To pick up images of two intersecting cross sections within a subject at high time resolution and images of an area where the two cross sections intersect at high spatial resolution.

SOLUTION: A first slice is excited by application of an RF pulse 101 and a slice gradient magnetic field 201, and a phase encoding inclined magnetic field 301 and readout inclined magnetic fields 401, 402 are applied to measure a signal 501. Next, a second slice is excited by applying an RF pulse 102 and a slice gradient magnetic field 303 perpendicular to the slice gradient magnetic field 201 at the same time, and a phase encoding gradient magnetic field 203 and readout gradient magnetic fields 404, 405 are applied to measure a signal 502. Thereafter, a slice encoding gradient magnetic field 205 is applied to one of the cross sections of an intersecting area and a phase encoding gradient magnetic field 305 is applied to the other of the cross sections; a spin echo signal 503 is measured as a readout gradient magnetic field 407 is being applied. These processes are repeatedly performed, and image reconfiguration is effected for each of the echo signals 501, 502, 503 to display images of first and second slices combined with an image of the intersecting area.

**LEGAL STATUS**

[Date of request for examination]

THIS PAGE BLANK (USPTO)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-316830

(P2000-316830A)

(43) 公開日 平成12年11月21日 (2000.11.21)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テームト* (参考)

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 1 1

2 F 0 6 3

G 0 1 B 7/28

G 0 1 B 7/28

Z

4 C 0 9 6

G 0 1 R 33/54

A 6 1 B 5/05

3 8 2

G 0 1 N 24/02

5 3 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号

特願平11-129290

(22) 出願日

平成11年5月10日 (1999.5.10)

(71) 出願人

000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者

渡部 滋

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

Fターム (参考) 2F063 AA04 BA30 GA00

4C096 AB02 AB03 AD06 AD23 BA02

BA07 BA16 BA25 BA32 DB02

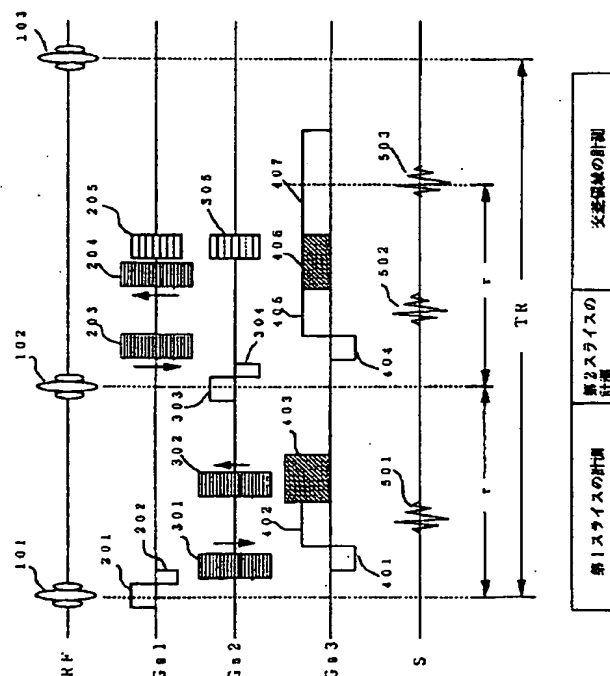
DB10 DC33

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング方法及びそれを用いた磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】 検体内の交差する二つの断面を高時間分解能で、かつ二つの断面の交差する領域を高空間分解能で撮像可能なMRI装置を実現する。

【解決手段】 RFパルス101とスライス傾斜磁場201を印加して第1スライス110を励起し、位相エンコード傾斜磁場301及び読み出し傾斜磁場401、402を印加して信号501を計測する。次に、RFパルス102とスライス傾斜磁場201へ直交するスライス傾斜磁場303を同時に印加し第2スライス120を励起し、位相エンコード傾斜磁場203及び読み出し傾斜磁場404、405を印加し信号502を計測する。その後、交差領域の横断面の一方にスライスエンコード傾斜磁場205、もう一方に位相エンコード傾斜磁場305を印加し、読み出し傾斜磁場407を印加しつつスピネコー信号503を計測する。以上を繰り返し実行し、各エコー信号501、502、503毎に画像再構成を行い、第1スライスの像、第2スライスの画像と交差領域の画像とを合成して表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 第 1 の励起パルスによって被検体内の所定位置の第 1 の断面を励起して第 1 のエコー信号を計測し、このエコー信号の計測後第 2 の励起パルスによって前記被検体内の所定位置の第 1 の断面に交差する第 2 の断面を励起して第 2 のエコー信号を計測し、この第 2 のエコー信号の計測後前記第 1 及び第 2 の断面の交差領域を 3 次元領域と見なして前記第 1 及び第 2 の励起パルスによって生ずる第 3 のエコー信号を計測するとともに、前記 3 つのエコー信号の計測終了後第 1 の断面の画像と前記交差領域の画像とを、及び前記第 2 の断面の画像と前記交差領域の画像とを合成して表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 2】 被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、前記静磁場に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体へ核磁気共鳴現象を起こさせる高周波パルスを発生する手段と、前記被検体から生ずる核磁気共鳴信号を検出する検出系と、前記検出された核磁気共鳴信号を用いて画像を生成する手段と、前記画像を表示する手段と、前記高周波パルス発生手段と前記傾斜磁場発生手段と前記検出系と前記画像生成手段とを制御する制御装置とを有した磁気共鳴イメージング装置において、前記制御装置は、前記高周波パルス発生手段と前記傾斜磁場発生手段とを制御し、互いに交差する 2 つのスライスを順次選択励起して各スライスからのエコー信号を計測するとともに、前記 2 つのスライスの励起によって前記 2 つのスライスの交差領域から生ずるエコー信号を前記 2 つのスライスからのエコー信号とは別個に計測し、前記画像生成手段によって前記 3 つのエコー信号を用いて前記 2 つのスライス画像を生成し、生成された 2 つのスライス画像を前記画像表示手段に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は磁気共鳴イメージング方法及び磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置という）に係り、特に映像ガイド下で治療を行うために体内へ挿入したカテーテルの先端位置の把握およびカテーテルの治療部位への誘導に好適な画像を取得し表示する技術に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 近年、インターベンショナル・ラジオロジー（Interventional Radiology：IVR）と称する画像を観察しながらカテーテルや穿刺針を患者の体内へ挿入して治療を行うことが普及してきている。IVR なる言葉の由来は文字通り放射線、主として X 線画像を利用して行われることからきている。IVR はカテーテル等を治療部位へ導く間、連続的または頻繁に X 線を放射して X 線透視像をモニターへ表示し観察することが必要となるため、患者の X 線被曝及び医師の X 線被曝が多くなるとい

う問題があった。

【0003】 一方、MRI 装置は当初、撮像時間が非常に長く、IVR に使用できるものではなかったが、各種の高速撮像法の開発が著しく進み、近年、MRI 装置を IVR へ適用する試みがなされている。この MRI 装置を用いた画像観察下の治療法はインターベンショナル MRI（以下、IVMR という）の様な呼ばれ方をしている。

【0004】 ところで、カテーテルを患者の体内で誘導する場合、カテーテルは血管内を治療部位まで導かれるが、血管は体内で曲がりくねっており、また分岐を繰り返しているため、カテーテルの先端を血管内で進めるには、1 方向から撮影した画像だけでは観察が困難である。このため、IVR または IVMR には 2 方向から撮影した画像が必要で、かつそれらの 2 方向の画像に同時にカテーテルの先端が撮像されていることが望まれる。そして、2 方向から撮影された画像は時間的に接近していれば接近しているほど好ましい。すなわち、画像の時間分解能が大きい程好ましい。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 MRI 装置にマルチスライス撮像法がある。これは、例えば核スピンの励起と信号計測を 2 つのスライスについて交互に行うものである。このマルチスライス撮像法において 2 つのスライスが交差するようにスライス選択をすることができる。

【0006】 しかし、励起された核スピンは再度定常状態になるまでに励起角度に応じた所定の時間を必要とする。このため、2 つの交差するスライスの励起間隔を短くすると、先に励起されたスライス内の核スピンが定常状態へ戻る前にもう一つのスライスが励起されることとなる。このとき、2 つのスライスにて交差領域と非交差領域とで励起間隔に差が生ずる。つまり、非交差領域では励起間隔が長く、交差領域では励起間隔が短くなる。

【0007】 励起間隔が、励起された核スピンの縦緩和時間より短くなると、縦磁化の緩和が不十分となり、計測信号が低下する。この現象が交差領域に生ずると、交差領域では本来良好な画像が欲しいのに逆に画質の劣下をもたらすこととなる。

【0008】 本発明は、カテーテルの先端が位置する 2 つの画像の交差領域を良好な画質で表示できる MRI 装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】 本発明は上記目的を達成するために、第 1 の励起パルスによって被検体内の所定位置の第 1 の断面を励起して第 1 のエコー信号を計測し、このエコー信号の計測後第 2 の励起パルスによって前記被検体内の所定位置の第 1 の断面に交差する第 2 の断面を励起して第 2 のエコー信号を計測し、この第 2 のエコー信号の計測後前記第 1 及び第 2 の断面の交差領域を 3 次元領域と見なして前記第 1 及び第 2 の励起パルス

によって生ずる第3のエコー信号を計測するとともに、前記3つのエコー信号の計測終了後第1の断面の画像と前記交差領域の画像とを、及び前記第2の断面の画像と前記交差領域の画像とを合成して表示することを特徴とする。

【0010】また、本発明は上記目的を達成するために、被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、前記静磁場に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体へ核磁気共鳴現象を起こさせる高周波パルスが発生する手段と、前記被検体から生ずる核磁気共鳴信号を検出する検出系と、前記検出された核磁気共鳴信号を用いて画像を生成する手段と、前記画像を表示する手段と、前記高周波パルス発生手段と前記傾斜磁場発生手段と前記検出系と前記画像生成手段とを制御する制御装置とを有した磁気共鳴イメージング装置において、前記制御装置は、前記高周波パルス発生手段と前記傾斜磁場発生手段とを制御し、互いに交差する2つのスライスを順次選択励起して各スライスからのエコー信号を計測するとともに、前記2つの励起核スピンのことによって前記2つのスライスの交差領域から生ずるエコー信号を前記2つのスライスからのエコー信号とは別個に計測し、前記画像生成手段によって前記3つのエコー信号を用いて前記2つのスライス画像を生成し、生成された2つのスライス画像を前記画像表示手段に表示するようにしたものである。

【0011】

【発明の実施の形態】以下本発明の実施の形態を図面を用いて説明する。図4は本発明を実施するMRI装置の全体構成を示すブロック図である。図4において、2は静磁場発生磁石、8は中央処理装置（以下、CPUと記す。）、3は傾斜磁場発生系、4はシーケンサ、5は送信系、6は受信系、7は信号処理系である。

【0012】静磁場発生磁石2は、被検体1を収容し得る空間の所定領域に、所定方向、例えば、被検体1の体軸方向、または体軸と直交する方向へ強く均一な静磁場を発生させるもので、前記空間を取り囲むように、永久磁石、または超伝導磁石のような方式の磁石を配置してなる。

【0013】送信系5は、高周波発振器（シンセサイザ）11と、変調器12と、高周波増幅器13と、送信用高周波コイル14aとから成り、CPU8およびシーケンサ4の指令によりシンセサイザ11から出力された高周波パルス信号を変調器12で振幅変調し、変調された信号を高周波増幅器13で増幅し、増幅された高周波パルスを被検体1に接近して配置された送信用高周波コイル14aへ供給し、送信用高周波コイル14aから電磁波を被検体1へ照射するものである。

【0014】傾斜磁場発生系3は、直交する3軸方向、即ちX、Y、Zの3軸方向へ傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル9と、各方向の傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とから成り、CPU8の指令により各傾斜

磁場コイルに対応した傾斜磁場電源を駆動し、発生した傾斜磁場を静磁場へ重畳してイメージングに必要な勾配磁場を発生するものである。

【0015】受信系6は、受信用高周波コイル14bと、増幅器15と、直交位相検波器16と、A/D変換器17とから成り、送信系5の高周波コイル14aから照射された電磁波によって被検体内から生ずる核スピンの挙動信号（電磁波、NMR信号という。）を被検体1に近接して配置した受信用高周波コイル14bで検出し、その検出信号を増幅器15で増幅した後、直交位相検波器16へ入力し、直交位相検波器16でシンセサイザ11の出力に基いて直交検波を行い、sin成分、cos成分の2系統の信号に分離し、それらをA/D変換器17へ入力し、A/D変換器17でCPU8およびシーケンサ4の指令に基いてサンプリングしてデジタル信号に変換して信号処理系7へ出力するものである。

【0016】そして、信号処理系7は、CPU8と、磁気ディスク装置18や磁気テープ装置19等の記録装置と、CRT等のディスプレイ装置20とから成り、前記CPU8において受信系6から入力した信号に対し、フーリエ変換、補正係数計算、画像再構成等の処理を行い、被検体1のスライス面内の原子核密度分布を示す画像、例えば、水素原子核（プロトン）密度分布像や、核スピンの緩和時間を示すT1強調像やT2強調像等の画像をディスプレイ装置20へ表示するとともに、パルスシーケンスの様な制御ソフトウェアや画像データを記録装置へ記録するものである。MRI装置はその他に操作卓（図示省略）を備え、そこにキーボード（図示省略）が配置されている。

【0017】次に、本発明による被検体の撮影方法及び画像の表示方法を説明する。図2は本発明の撮影方法の概念を説明する図面である。図2において、100は被検体でこの図1では直方体で示してあるが、現実には生体である。110は第1の撮像スライス（以下、第1スライスという）、120は第2の撮像スライス（以下、第2スライスという）であり、これらは互いに交差して設定されるため、中央部に交差領域130が生ずる。MRI装置では、励起された核スピンの定常状態に戻るまでに所定の時間（緩和時間という）が必要なため、第1スライス110とそれに交差する第2スライス120を緩和時間より短い時間間隔で励起すると、交差領域130内の核スピンの第1スライス110の撮像のために励起された後、定常状態へ戻る前に第2スライス120の撮像のための励起を受けることとなる。このため、交差領域130内の核スピンは過励起状態となり、そこからの信号強度が交差していない領域からの信号と比較して低下する。

【0018】交差領域からの信号強度が弱い場合には、第1スライス110の画像の中央部に位置する交差領域部130の画像、及び第2スライス120の画像の中央

部に位置する交差領域130の画像は濃度が薄くなり、診断をすることが困難なものとなる。本発明は交差領域130を第1スライス110及び第2スライス120の撮像のための励起の影響を受けないように、別個に交差領域130のみ信号計測することによって問題の解決を計るものである。具体的には、交差領域130を3次元領域と見なして信号計測し、この3次元領域からの計測データを画像とし、第1スライス110、第2スライス120の画像に合成して使用することを特徴としている。

【0019】以下、この詳細な説明を図1のパルスシーケンス図を参照しながら説明する。図1は基本的にはグラジエントエコー法による2スライス撮影法に交差領域の3次元計測を加えたものである。図1において、RFは被検体内の核スピンを励起する高周波パルス（以下、RFパルスという）を照射するタイミングと、核スピンの励起角度と、RFパルスの周波数を示している。Gs1は前述の直交する3軸方向の第1の方向に印加される傾斜磁場の印加タイミングとその印加量を、Gs2は前記傾斜磁場Gs1と直交する第2の方向の傾斜磁場の印加タイミングとその印加量を、そしてGs3はGs1、Gs2のそれぞれに直交する第3の方向の傾斜磁場の印加タイミングと印加量とを示している。この例では、Gs1とGs2は各々スライス選択用と位相エンコード用に、そしてGs3はリードアウト用（周波数エンコード用）に用いている。Sは計測するNMR信号の出現を示している。また、図の下方に記した τ は交差領域130から発生するNMR信号の説明のための時間を、TRはシーケンスの繰り返し時間を示している。

【0020】次に、撮影方法を図1及び図2を用いて説明する。撮影の開始に際して、操作者は図1に示す交差した2つのスライス110及び120を設定する。スライス110と120の設定は、パルスシーケンス図1におけるRFパルスの周波数 f と傾斜磁場コイルの印加方向の選択により行われる。本実施の形態では、2つのスライス110と120は直交して設定された例を示しているが、第1スライス110の選択はRFパルスの周波数を f_1 （周波数帯域は第1スライスの厚みに対応する）、用いるスライス選択用傾斜磁場方向をGs1方向とし、第2スライス120の選択はRFパルスの周波数を f_2 （周波数帯域は第2スライスの厚みに対応する）、用いるスライス選択用傾斜磁場方向をGs1に直交したGs2方向としている。また、第1スライス110、第2スライス120の核スピンの励起角度 α_0 は任意に設定できるが、パルスシーケンスの繰り返し時間TRを短縮して、画像の時間分解能をどれ位にするかで適度な角度を選定するのが良い。例えば、TRを20～30msとした場合には、 α_0 を 20° 程度の設定する。

【0021】このように設定されたパルスシーケンス図1を時間の経過とともに説明する。パルスシーケンスが

起動されると、まず初めに、シーケンサ4から送信系5及び傾斜磁場電源10に対し、周波数が f_1 で第1スライス110の厚みに対応した周波数帯域を有したRFパルス101が送信用高周波コイル14aから被検体に照射されるようにするとともにGs1方向に傾斜磁場201が印加されるように傾斜磁場コイル9の選択とその傾斜磁場コイルへ電流が供給されるように制御が行われる。そして、Gs1方向へ傾斜磁場201が印加された状態で周波数 f_1 のRFパルス101が印加されると、被検体内の第1スライス110内の核スピンの励起される。このとき励起される核スピンの励起角度は総和的に 20° である。総和的に 20° というのは、励起角度が全ての核スピンのについて同じではなく、中には 20° より小さいものや、 20° より大きく 90° 励起されるものも含まれていて、それらの総和が 20° であることを示している。そして、傾斜磁場Gs1の極性を201に対して反転し、201の印加量の $1/2$ の印加量の傾斜磁場202を印加する。これによって、スライス方向における核スピンの位相を合わせる。

【0022】この後、Gs2方向の傾斜磁場301を所定量だけ印加して励起された第1スライス110内の核スピンの位置に応じた位相情報を付与する。また、Gs3方向（読み出し方向）に所定量の傾斜磁場401を印加してGs3方向に対し前記励起された核スピンの位相拡散を行う。

【0023】次に、Gs3方向の傾斜磁場の極性を反転する。すると、Gs3402の印加によって拡散していた第1スライス110内の全ての核スピンの整相（これをリフェイズという）がなされ、NMR信号が観測される。そして、傾斜磁場Gs3402の印加とともにシーケンサ4は受信系6を動作させて、受信用高周波コイル14bで核スピンの回転による誘導電流をNMR信号501として検出する。検出されるNMR信号はGs3402の印加開始後その印加量がGs3401の印加量と等量になった時点でピーク値となる。読み出し用傾斜磁場Gs3402は、Gs3401の2倍の印加量となった時刻に印加終了となる。以上の手順は、一般的にグラジエントエコー法によるNMR信号計測法として広く知られているものである。

【0024】第1スライス110のNMR信号501の計測が終了したところで第2スライスのNMR信号の計測の準備がシーケンス上で次のように行われる。位相エンコード傾斜磁場Gs2の極性を反転してGs2301の印加量と同一の量を印加する。これにより第1スライス110内の核スピンの位相エンコード量を相殺（位相エンコード量をゼロに戻すことを意味する。）する。すなわち、Gs2方向への位相合わせをする。また、NMR信号の計測期間の終了後、Gs3方向傾斜磁場はGs3402よりかなりの差を有すレベルまで上げて所定時間印加する。これにより、第1スライス11

0内の核スピンのGs3方向への位相拡散を行う。このGs3403の印加を行うのは、第2スライスの計測中に第1スライス110の励起スピンによるアーチファクトを生ずる信号が計測されないようにするためである。

【0025】次に第2スライス120の撮影のための励起が行われる。第2スライス120は第1スライス110に直交しているので、スライス選択用傾斜磁場として傾斜磁場Gs1と直交した傾斜磁場Gs2を用いる。第2スライス120の励起は傾斜磁場Gs2303の印加の下に、第2スライス120の位置と厚みに応じた周波数f2と周波数帯域を有したRFパルス102を印加することで行われ、それらの印加のタイミングは第1スライス110の励起から時間の経過後である。RFパルス102は第2スライス120内の核スピンを任意の角度だけ倒すことでも良いが、この実施例では第1スライス110の励起と同一の20°パルスとして印加する。RFパルス102は20°RFパルスとして印加するが、これも総和的なものである。そして、このRFパルス102は第2スライス120と交差する第1スライス110内の励起された核スピンにも作用し、中にはその核スピンを180°励起することが生ずる。本実施例はこの現象を利用している。

【0026】第2スライス120内の核スピンの励起が完了した時点で傾斜磁場Gs2の極性を反転してGs2303の印加量の1/2の量のGs2304を印加して、第2スライス120の厚み方向に対して核スピンの位相合わせを行う。そして、第2スライス120の位相エンコード傾斜磁場Gs1203を所定量印加するとともに、読み出し方向傾斜磁場Gs3404を所定量印加する。このGs3404は励起された核スピンの読み出し方向への位相拡散を行う。Gs3404の印加終了後、その極性を反転しGs3405として印加され、その印加期間中にNMR信号502の計測が行われる。このNMR信号502の計測は第1スライス110のNMR信号501の計測と同様にグラジエントエコー法計測であり、計測されるNMR信号502は第1スライス110と第2スライス120の交差領域を含めた第2スライスからのNMR信号となり、交差領域からの信号と交差領域を除いた第2スライスからの信号とは強度がやや異なったものとなる。

【0027】そして、RFパルス102の印加によるNMR信号の計測完了後、位相エンコード傾斜磁場Gs1の極性を反転したGs1204を印加して、励起核スピンの位相エンコードを相殺する。傾斜磁場Gs3はNMR信号502の計測完了後、さらに傾斜磁場Gs3406、Gs3407として印加し続けられるとともに、Gs3406の印加時は傾斜磁場Gs1205と傾斜磁場Gs2305とが同時に印加される。これらの傾斜磁場のうち、Gs3406はGs3403と同じ役目をし、Gs3407はNMR信号（これはスピンエコー信号である。）503の発生

のためのものである。したがって傾斜磁場Gs3の印加を時間経過で見たときに、 $[Gs3(401) + Gs3(402) + Gs3(403)]$ と $[Gs3(404) + Gs3(405) + Gs3(406) + Gs3(407) / 2]$ とが等しくなるように印加されなければならない。また、傾斜磁場Gs1205は交差領域130から発生するスピンエコー信号503へ付与する位相エンコードのための、そして傾斜磁場Gs2305は交差領域130内の核スピンへスライスエンコードを付与するためのものである。なお、NMR信号503がスピンエコー信号として発生する理由は、前にも述べたように、第1スライス110の励起RFパルス101により90°励起される核スピンがあり、そして第2スライス120の励起RFパルス102がその核スピンを更に180°励起することを含むことによるもので、スピンエコー信号503のピーク値はRFパルス101の印加期間の中央から2×時間の経過後の時刻に発生する。

【0028】そして、スピンエコー信号503の計測が終了した時点で、読み出し傾斜磁場Gs3407の印加は終了する。これらの傾斜磁場の印加により、第1スライス110と第2スライス120との交差領域を3次元計測する。

【0029】そして、以上のパルスシーケンスを実行して計測されたNMR信号501、502、及び503は、それぞれ別個のメモリ（これは、通常、k空間と呼ばれる記憶アドレスを有している）へ記憶される。

【0030】次に、傾斜磁場Gs3407の印加終了後、所定の待ち時間をおいて、すなわち、RFパルス101の印加からTR時間の経過後にRFパルス101を再び印加して、以上のパルスシーケンスが繰り返して実行される。この繰り返しの際して、第1スライス110の位相エンコード傾斜磁場とそれを相殺する傾斜磁場、及び第2スライス120の位相エンコード傾斜磁場とそれを相殺する傾斜磁場はパルスシーケンスの繰り返し毎にステップ状にその強度を変化させるとともに、交差領域130の位相エンコード傾斜磁場とスライスエンコード傾斜磁場は位相エンコードの各ステップ毎にスライスエンコードを全ステップ変化させるようなやり方で双方の傾斜磁場を変化させる。

【0031】そして、第1スライス110及び第2スライス120の位相エンコード傾斜磁場は撮影視野の大きさによってその強度が設定されるとともに、所望とする画像の空間分解能と時間分解能とによってそのステップ数が設定される。例えば、位相エンコード傾斜磁場は64、128、256程度が良い。また、読み出し傾斜磁場も撮影視野の大きさに応じてその強度が設定され、信号計測のサンプリング数は所望とする空間分解能に応じて64、128、256のように設定される。

【0032】次に、交差領域130の計測に対する位相エンコード傾斜磁場とスライスエンコード傾斜磁場の設

定について説明する。交差領域130は、第1スライス110のスライス厚と第2スライス120のスライス厚とを横断面の辺とし、2つのスライスの読み出し方向を長さとする柱状体である。これの3次元計測は、第1スライス110の位相エンコード方向をスライスエンコード方向に、また第2スライス120の位相エンコード方向を同じく位相エンコード方向にして行う。図1に示すパルスシーケンスは第1スライス110又は第2スライス120の位相エンコードステップだけ繰り返して行われるので、交差領域130の位相エンコードステップ数とスライスエンコードステップ数との積がそれに等しくなるように設定する。例えば2つのスライス110及び120の位相エンコードステップが64であれば交差領域130の位相エンコードステップ数とスライスエンコードステップ数の積を64に、また128であれば128に設定する。例えば一例として、交差領域130の位相エンコードステップ数とスライスエンコードステップ数の積が64の場合には、位相エンコードステップ数を8とし、スライスエンコードステップ数を8とする。この場合、第1スライス110と第2スライス120のスライス厚が例えば10mmのときには、交差領域130の画像の位相方向の空間分解能は1.25mm(10/8mm)となる。したがって、第1スライス110と第2スライス120の撮像視野(FOV)を例えば、160×160(mm)とし、それらの画像計測の画素数を64×64とした場合は非交差領域の空間分解能は約2.5×2.5(mm)であるので、交差領域130の位相エンコード方向の空間分解能は2倍に向上したことになる。

【0033】交差領域130を読み出し方向にも空間分解能を向上する場合には、読み出し方向の傾斜磁場Gs3の強度を変えずに、サンプリング数を増加することが必要である。例えば、第1スライス110と第2スライス120の読み出し方向のサンプリング数を64とした場合には、交差領域130の計測においてはサンプリング数を128にする。これにより、例えば第1スライス110と第2スライス120の読み出し方向のFOVを160mmとしたときには、交差領域130の読み出し方向の空間分解能を前記位相エンコード方向の1.25mmと同じ値にすることができる。なお、交差領域130の計測についてのサンプリング数と位相エンコードステップ数の組合せは様々な組合せが考えられるが、空間分解能を高め過ぎるとS/Nが低下するので、交差領域の空間分解能は非交差領域の2倍程度に抑えるのが望ましいと考えられるが、非交差領域の空間分解能を低くして、画像の時間分解能を高めることに主眼を置いて撮像する場合にはその限りではない。

【0034】次に、以上の計測データを画像化する手法について説明する。先ず、第1スライス110及び第2スライス120については、各メモリに記憶された計測

データを2次元フーリエ変換し、各スライスの画像再構成を行う。これは通常のMRI装置における画像再構成手法として公知であるので、詳細な説明は省略する。これらの画像は交差領域130の画像と合成するために一時記憶しておく。

【0035】次に、交差領域130の画像化について説明する。交差領域130の計測データは3次元計測データであるので、これらを第1スライス110及び第2スライス120のスライスに沿った画像とする必要がある。交差領域130の計測データについて第1スライス110に沿った画像化を行うには、3次元データを2次元データへ変換した後に2次元フーリエ変換する必要がある。3次元データを2次元データ化する手法としては、(1)単純に第1スライス110のスライス厚方向に3次元データを積算(絶対値又は複素数で)する、

(2)第1スライスのスライス厚方向に3次元データの加算平均をとる、(3)MIP(Maximum Intensity Projection: 最大値投影)処理を行う、等の種々の方法を採用することができる。このような方法によって2次元化した交差領域130の計測データを2次元フーリエ変換することにより、交差領域130を第1スライス110に沿った画像とする。そして、この画像を一時記憶する。

【0036】以上と同じようにして、交差領域130の計測データを第2スライス120のスライス厚方向に2次元化し同様に画像再構成する。そしてこの画像も一時記憶する。

【0037】このようにして得られた4つの画像を次のように合成してディスプレイ装置28へ表示する。すなわち、最初に第1スライス110の画像と交差領域130の第1スライス110に沿った画像を合成して図3に示すような画像を形成して表示する。次に第2スライス120の画像と第2スライス120に沿った交差領域130の合成画像を表示する。このような表示処理を撮像終了毎に順次行う。画像の合成は、スライス画像へ交差領域の画像を重畳するか又は加算して表示する方法、またはスライス画像へ交差領域の画像をはめ込んで表示する方法を採用することで可能である。なお二つの合成画像を表示器の画面へ並べて同時に観察できるようにすることも既に公知となっている技術により容易に可能である。

【0038】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、従来技術に比較して、被検体内の交差する二つの断面を高時間分解能で表示することができ、かつ交差領域は高空間分解能を有するとともに交差する二つの断面と同じ時間分解能を維持して画像表示することができるので、カテーテルや穿刺針を用いた画像観察下の治療において、被検体内におけるカテーテルや穿刺針の先端をその交差領域で画像化することにより、それらを2方向から明瞭

に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のパルスシーケンス図。

【図2】本発明の交差2断面の画像形成の概念を示す図。

【図3】本発明で得られる画像の特徴を説明する図。

【図4】本発明を実施するMRI装置の構成を示すブロック図。

【符号の説明】

101～103…RFパルス

110…第1スライス

120…第2スライス

130…交差領域

201～205…第1の方向の傾斜磁場

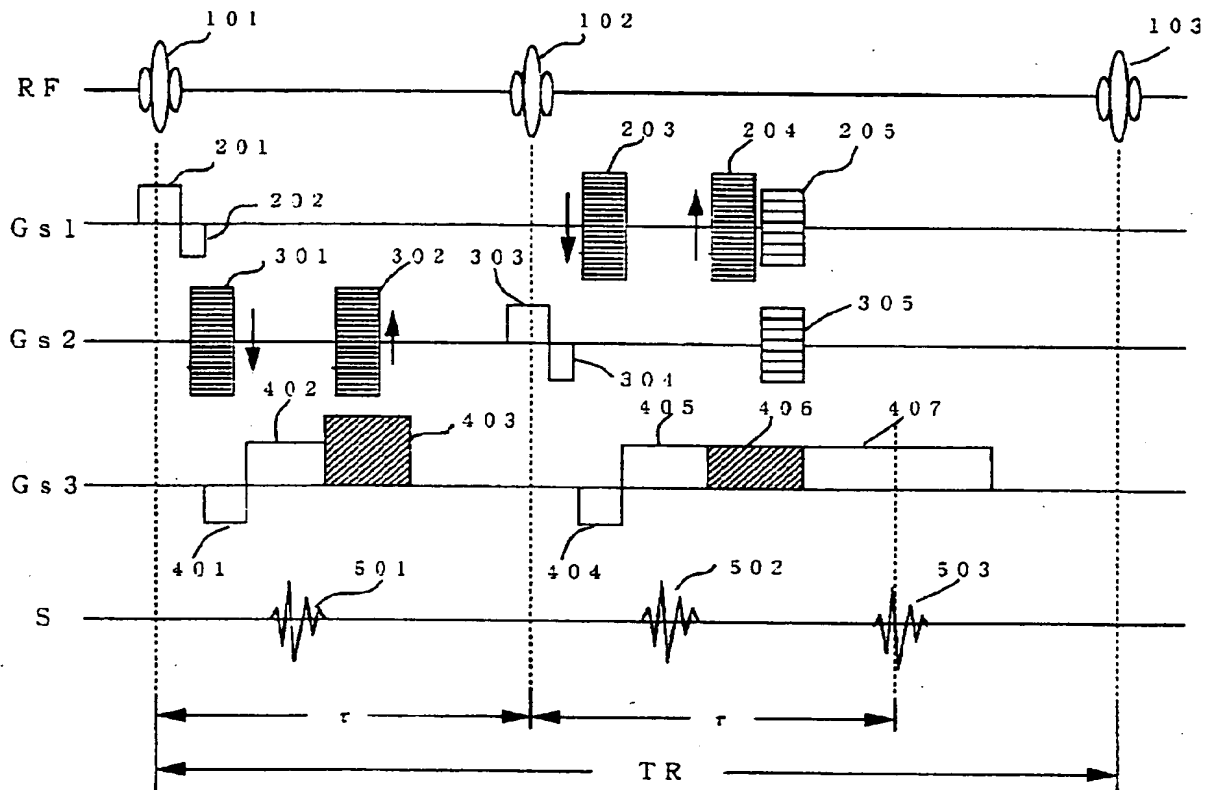
301～305…第2の方向の傾斜磁場

401～407…読み出し方向傾斜磁場

501, 502…グラジエントエコー信号

503…スピンエコー信号

【図1】

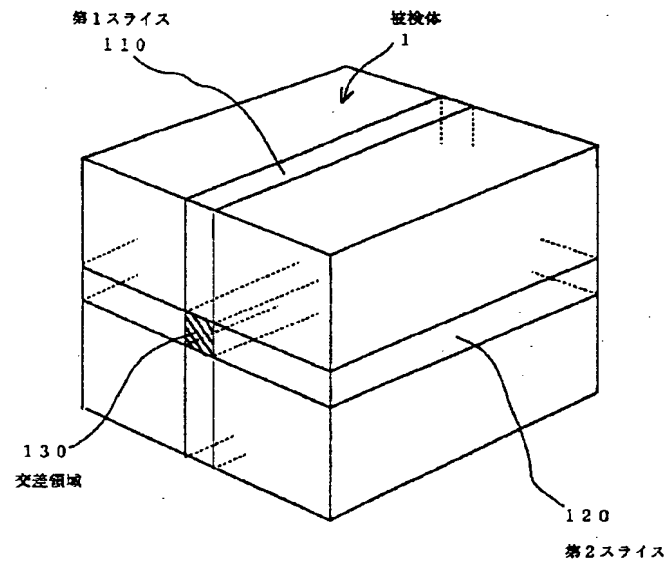


第1スライスの計測

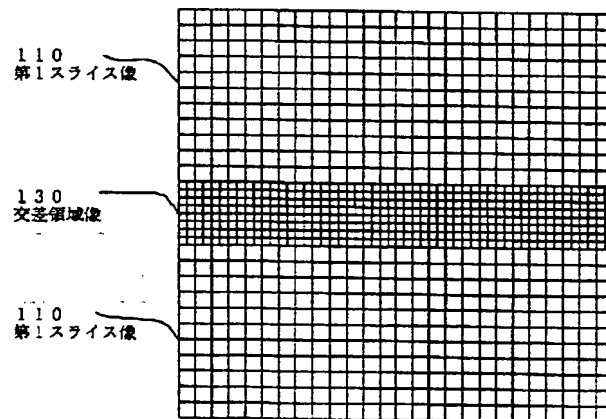
第2スライスの計測

交差領域の計測

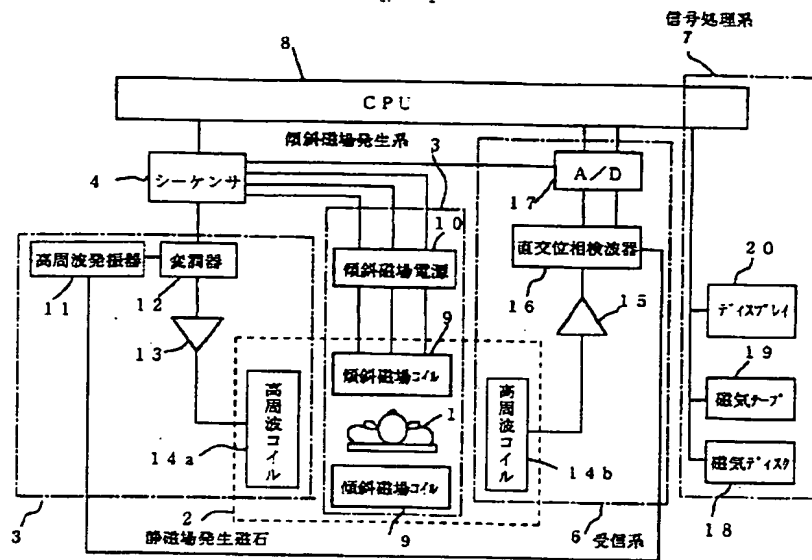
【図2】



【図3】



【図4】



THIS PAGE BLANK (USPTO)

BACKGROUND ART INFORMATION

TOSHIBA

The following information has been determined, to the best of TOSHIBA's ability, as possibly relevant to the describing and claiming of the invention of the subject case in a U.S. patent application. Based on this information and pursuant to 37 CFR 1.56(b), please prepare and file the proper Information Disclosure Statement or equivalent document.

INVENTOR'S INFORMATION

☆ PATENT NUMBER, PUBLICATION ; INVENTOR(S), AUTHOR(S) ; DATE etc.

JP2000-316830 (Kokai) ; Watabe ; 11/21/00

★ CONCISE EXPLANATION

An end of a catheter is displayed on two crossing MR images.

☆ JP2000-237614 (Kokai) ; Ochi et al ; 9/5/00

★ The position of a ~~marker~~ marker on a catheter is detected from MR signals.

☆ JP11-33013 (Kokai) ; Suzuki et al ; 2/9/99

★ The position of a biopsy needle is identified in one of multi-slice MR images.

PRIOR APPLICATION(S) OF INVENTOR(S) OR OF KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA (ASSIGNEE)
APPLICATION NUMBER TOSHIBA REFERENCE COUNTRY

AGENT

MEMO

INVENTOR(S)
SIGNATURE & DATE

CHECKED BY

--

PATENT ENGINEER'S INFORMATION

PATENT ENGINEER'S COMMENT ON INVENTOR(S) INFORMATION OR PATENT ENGINEER'S INFORMATION

☆

★ None of the above disclose the tracking system as claimed in the present invention.

CHECKED BY
K. M. W.

PATENT ENGINEER(S)
SIGNATURE & DATE

Sh. Tan 4/27/01

(to U.S.
Attorney)

TOSHIBA REFERENCE

48 G 32424

JAPANESE AGENT REFERENCE

Sheet

3 of 4

THIS PAGE BLANK (USPTO)